

臨床MRI撮像条件最適化援助ツールの開発

著者	田村 元, 永坂 竜男
雑誌名	東北大学医学部保健学科紀要
巻	19
号	2
ページ	117-123
発行年	2010-07-31
URL	http://hdl.handle.net/10097/48879

臨床 MRI 撮像条件最適化援助ツールの開発

田 村 元, 永 坂 竜 男

東北大学大学院医学系研究科保健学専攻医用物理学分野

A Tool to Aid Optimization of Imaging Parameters in Clinical MRI

Hajime TAMURA and Tatsuo NAGASAKA

Department of Medical Physics, Tohoku University Graduate School of Medicine

Key words : simulation, brain imaging, plaque imaging, FLAIR, MPRAGE

Optimization of imaging parameters in a clinical MRI examination requires basic understanding of the MRI pulse sequence and of the signals acquired by the sequence. We created a graphical tool to aid the optimization in clinical settings that could easily produce simulated signal intensities according to various changes in imaging parameters and operate interactively on the Web.

1. は じ め に

MRI は、現在多くの保健医療施設において診断に用いられている検査法である。MRI には、様々な撮像法があり、さらに 1 つの撮像法においても、多くの撮像パラメータがあり、それらを適宜設定して検査が施行される。この際、パラメータの値により、得られる信号は様々に変化する。従って、臨床の場で、どのような撮像パラメータを選択すれば、最も診断価値の高い結果（画像）が得られるかを判断することが重要となる¹⁻⁴⁾。

このような撮像パラメータの最適化は必ずしも容易ではなく、各施設で何回も試行錯誤をして決定され、日常臨床に使用されている。そのようにして決定されたパラメータが、真に最適化されたものかどうかは、臨床経験の積み重ねや、他施設との情報交換などにより判断されることになる。このプロセスにおける試行錯誤の回数を減らし、

最適化を容易にするために、任意の撮像パラメータ値を与えたときに、どのような MR 信号が得られるかを、ウェブ上 (http://www.nidi.med.tohoku.ac.jp/webMathematica/MRI_Notes/) で手軽に見ることができるようなツールを作成することを検討したので報告する。

2. 方 法

臨床 MRI で基本となる、スピネコー法・高速スピネコー法を用いた T1, T2 強調画像と反転回復法のほか、グラディエントエコー法の Fast Low Angle Shot (FLASH), Balanced Steady State Free Precession (SSFP), Magnetization-Prepared Rapid Gradient-Echo (MPRAGE) Imaging⁵⁾, さらに、スピネコー法を用いた拡散強調画像のシーケンスについて、緩和時間などの組織の性質と撮像パラメータを独立変数として、MRI 信号強度を計算する関数を作成した。その具体的な形は以

下の通りである。簡単のため、スピンエコー法の 90, 180 度ラジオ波 (RF) パルスや反転パルスにより、スピンは瞬時に理論的フリップ角で期待されたとおりの理想的運動をすると仮定した。

スピンエコー法:

m_0 を熱平衡状態の縦磁化, T_1 を縦緩和時間, TR を繰り返し時間, TE をエコー時間とすると, 90 度パルス直前の縦磁化は次の式で与えられる。

$$m_0 \left\{ 1 - \left(2 - e^{-\frac{0.5TE}{T_1}} \right) e^{-\frac{TR-0.5TE}{T_1}} \right\}$$

したがって、信号強度は次の式で与えられる⁶⁾。

$$m_0 e^{-\frac{TE}{T_2}} \left(1 + e^{-\frac{TR}{T_1}} - 2e^{-\frac{TR-0.5TE}{T_1}} \right)$$

ここで、 T_2 は横緩和時間を示す。

高速スピンエコー法:

T_a を 180 度パルス間の時間, etl を 180 度パルスの数 (echo train length) とすると、最後の 180 度パルス直前の縦磁化は次の式で与えられる ($T_a \ll T_1$ のとき、この縦磁化は小さな値となる)。

$$m_{z1} = m_0 \left\{ 1 + (-1)^{etl} e^{-\frac{(etl-0.5)T_a}{T_1}} - 2 \frac{1 + (-1)^{etl} e^{-\frac{(etl-1)T_a}{T_1}}}{1 + e^{-\frac{T_a}{T_1}}} e^{-\frac{T_a}{T_1}} \right\}$$

これから、90 度パルス直前の縦磁化は次の式で与えられる。

$$m_0 \left\{ 1 - \left(1 + \frac{m_{z1}}{m_0} \right) e^{-\frac{TR-(etl-0.5)T_a}{T_1}} \right\}$$

したがって、信号強度は次の式で与えられる⁷⁾。

$$m_0 e^{-\frac{TE_{eff}}{T_2}} \left\{ 1 - (-1)^{etl} e^{-\frac{TR}{T_1}} - 2 \frac{1 - (-1)^{etl} e^{-\frac{etl T_a}{T_1}}}{1 + e^{-\frac{T_a}{T_1}}} e^{-\frac{TR-(etl-0.5)T_a}{T_1}} \right\}$$

ここで、 TE_{eff} は k 空間の中心に対応する実効エコー時間である。

スピンエコー法を用いた反転回復法:

TI を反転時間とすると、反転パルス直前の縦磁化は次の式で与えられる。

$$m_0 \left\{ 1 - \left(2 - e^{-\frac{0.5TE}{T_1}} \right) e^{-\frac{TR-TI-0.5TE}{T_1}} \right\}$$

したがって、このシーケンスの信号強度は次の

式で与えられる⁶⁾。

$$m_0 e^{-\frac{TE}{T_2}} \left[1 - \left\{ 2 - \left(2 - e^{-\frac{0.5TE}{T_1}} \right) e^{-\frac{TR-TI-0.5TE}{T_1}} \right\} e^{-\frac{TI}{T_1}} \right]$$

高速スピンエコー法を用いた反転回復法:

高速スピンエコー法の最後の 180 度パルス直前の縦磁化 m_{z1} を用いると、反転パルス直前の縦磁化は次の式で与えられる。

$$m_{z0} = m_0 \left\{ 1 - \left(1 + \frac{m_{z1}}{m_0} \right) e^{-\frac{TR-TI-(etl-0.5)T_a}{T_1}} \right\}$$

反転パルス後、時間 TI における縦磁化は、この m_{z0} を用いて次の式で与えられ、これが信号強度に比例する⁷⁾。

$$m_z = m_0 \left\{ 1 - \left(1 + \frac{m_{z0}}{m_0} \right) e^{-\frac{TI}{T_1}} \right\}$$

FLASH:

$T2^*$ を自由誘導減衰時間, FA をフリップ角とすると、信号強度は次の式で与えられる¹⁾。

$$m_0 \frac{\sin(FA) \left(1 - e^{-\frac{TR}{T_1}} \right) e^{-\frac{TE}{T_2^*}}}{1 - \cos(FA) e^{-\frac{TR}{T_1}}}$$

balanced SSFP:

TR/2 をエコー時間とすると、信号強度は次の式で与えられる⁸⁾。

$$\frac{m_0 \sin(FA) \left(1 - e^{-\frac{TR}{T_1}} \right) e^{-\frac{0.5TR}{T_2}}}{1 - \cos(FA) \left(e^{-\frac{TR}{T_1}} - e^{-\frac{TR}{T_2}} \right) - e^{-\frac{TR}{T_1}} e^{-\frac{TR}{T_2}}}$$

MPRAGE:

このシーケンスは、3D で撮像する反転回復法の turbo-FLASH⁹⁾ シーケンスと考えることができる。TR をイメージング用 RF パルスの繰り返し時間, m を k -空間の中心を何回目の RF パルスで撮るか, $a \equiv \cos(FA) \exp(-TR/T_1)$ とすると、MPRAGE シーケンスの信号強度は次の式で与えられる (Appendix 参照)。

$$m_0 \sin(\text{FA}) \left(a^{m-1} \left(1 - \left(1 + \frac{m_{01}}{m_0} \right) e^{-\frac{\text{TR}}{T_1}} \right) + \frac{(1-a^{m-1}) \left(1 - e^{-\frac{\text{TR}}{T_1}} \right)}{1-a} \right) e^{-\frac{\text{TE}}{T_2^*}}$$

ここで、 m_{01} は定常状態となったときの反転パルス直前の縦磁化で、TD をイメージング用 RF パルスの照射終了後から次の反転パルスまでの時間、mtx を位相エンコード方向のマトリックス数として、次の式で表される。

$$m_0 \frac{\left(e^{\frac{\text{TR}}{T_1}} - a \left(e^{\frac{\text{TR}}{T_1}} - 1 \right) - e^{-\frac{\text{TR}}{T_1}} \right) - a^{\text{mtx}} \left(a \left(1 - e^{-\frac{\text{TR}}{T_1}} \right) + e^{-\frac{\text{TR}}{T_1}} - e^{-\frac{\text{TR}}{T_1}} \right)}{(1-a) \left(e^{\frac{\text{TR}}{T_1}} + a^{\text{mtx}} e^{-\frac{\text{TR}}{T_1}} \right)}$$

拡散強調画像：

スピンエコー型エコープラナー法を用いて、拡散強調の程度を示す b 値や motion probing gradient の方向を変えるなどの目的で繰り返して撮像する場合を考える。その繰り返し時間を TR とすると、信号強度は次の式で与えられる。

$$m_0 \left(1 + e^{-\frac{\text{TR}}{T_1}} - 2e^{-\frac{\text{TR}-0.5\text{TE}}{T_1}} \right) e^{-b\text{ADC}-\frac{\text{TE}}{T_2}}$$

ここで b は b 値、ADC は apparent diffusion coefficient である。

これらの関数に基づいて、撮像条件（独立変数）を与えたときに、信号強度と縦緩和時間の関係がどうなるかをグラフで表すことが可能である。また、画像としてはどのようなコントラストになるかを、単純なモデル画像を作成して表現することができる。ここでは、そのモデル画像として、脳と頸動脈プラークイメージングを取り上げた。

米国 Wolfram 社製 webMathematica 3.0 を用い、上に述べた様々な撮像条件や組織のパラメータをユーザがパソコンのマウスを用いて簡単に変化させて入力することができるようにし、それに応じて、ほぼリアルタイムで、信号強度が変化する様子をグラフや画像で表示することができるように

表 1. 組織パラメータ

組織	パラメータ*	デフォルト値**	設定可能な値の範囲
脳灰白質	PD	830	100-1000
	T1	1400 ms	500-2000 ms
	T2	90 ms	10-100 ms
	ADC	$0.7 \mu\text{m}^2 \cdot \text{ms}^{-1}$	$0.1-3.5 \mu\text{m}^2 \cdot \text{ms}^{-1}$
脳白質	PD	700	100-1000
	T1	900 ms	500-2000 ms
	T2	70 ms	10-90 ms
	ADC	$0.7 \mu\text{m}^2 \cdot \text{ms}^{-1}$	$0.1-3.5 \mu\text{m}^2 \cdot \text{ms}^{-1}$
脳脊髄液	PD	1000	500-1000
	T1	4500 ms	3000-5000 ms
	T2	1500 ms	50-2000 ms
	ADC	$3 \mu\text{m}^2 \cdot \text{ms}^{-1}$	$0.1-3.5 \mu\text{m}^2 \cdot \text{ms}^{-1}$
病的脳組織	PD	850	100-1000
	T1	1600 ms	100-4000 ms
	T2	110 ms	1-300 ms
	ADC	$0.6 \mu\text{m}^2 \cdot \text{ms}^{-1}$	$0.1-3.5 \mu\text{m}^2 \cdot \text{ms}^{-1}$
動脈壁中膜	PD	800	100-1000
	T1	1500 ms	500-2000 ms
	T2	60 ms	20-100 ms
	ADC	$1.6 \mu\text{m}^2 \cdot \text{ms}^{-1}$	$0.1-3.5 \mu\text{m}^2 \cdot \text{ms}^{-1}$
脂質コア	PD	700	100-1000
	T1	900 ms	100-1500 ms
	T2	40 ms	1-100 ms
	ADC	$0.36 \mu\text{m}^2 \cdot \text{ms}^{-1}$	$0.1-3.5 \mu\text{m}^2 \cdot \text{ms}^{-1}$
プラーク内出血巣	PD	700	100-1000
	T1	600 ms	100-1000 ms
	T2	40 ms	2-100 ms
	ADC	$0.4 \mu\text{m}^2 \cdot \text{ms}^{-1}$	$0.1-3.5 \mu\text{m}^2 \cdot \text{ms}^{-1}$
線維性皮膜	PD	800	100-1000
	T1	1400 ms	500-2000 ms
	T2	60 ms	20-100 ms
	ADC	$1.6 \mu\text{m}^2 \cdot \text{ms}^{-1}$	$0.1-3.5 \mu\text{m}^2 \cdot \text{ms}^{-1}$

*PD は m_0 に対応する proton density の略で、液体の水を 1000 としている。T1 は縦緩和時間、T2 は横緩和時間、ADC は apparent diffusion coefficient である。

**静磁場強度 3 T を想定し、これまで報告されている値^{10,21)}を参考にした。

プログラムをコーディングした。モデル画像では、パラメータを様々に変えて画像のコントラストがどの様に变化するかを視覚的に評価できるようにした。パーソナルコンピュータで作成したページを、米国 Apache Software Foundation の Apache Tomcat 6.0 を用いてウェブ上に公開した。公開の制限はせず、誰でもアクセス可能なものとした。このウェブページで設定されている、静磁場強度 3 T を想定しての組織緩和時間などのパラメータのデフォルトの値、および必要に応じて変化させることができる値の範囲を表 1 に示す。

3. 結 果

簡単なマウス操作により、MRI の撮像条件を変えたときに信号強度がどうなるかを、短時間に計算して結果を表示することができる、動的にインタラクティブなウェブページを作成することができた²²⁾。ウェブページに表示された例として、図 1 に MPRAGE の信号強度と縦緩和時間の関係をグラフで表したものを示す。信号強度は、熱平衡の縦磁化の大きさを 1 としたときのものである (T_2^* 減衰は無視している)。負の値は縦磁化が反転している状態を示す。横軸 T_1 は縦緩和時間で

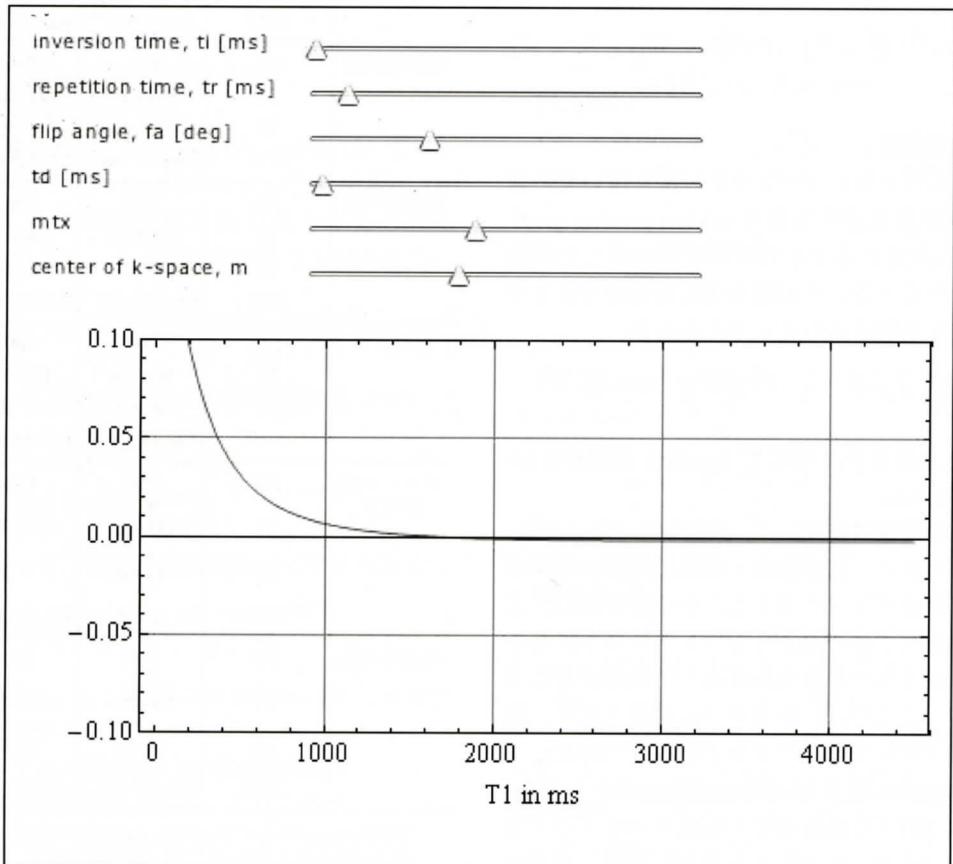


図 1. MPRAGE の信号強度と縦緩和時間の関係

縦軸は、熱平衡の縦磁化の大きさを 1 としたときの信号強度、横軸の T_1 は縦緩和時間である。実際のウェブページでは、三角形の小さなボタンをマウスで左右に動かすと撮像条件を変えられる。時間の単位はミリ秒 (ms) である。

ある。実際のウェブページでは、三角形の小さなボタンをマウスで左右に動かすと撮像条件を変えることができる。ウィンドウとレベルも変えることができる。マウスでそのボタンをクリックする際、各パラメータの数値がそのボタンの近くに表示される。時間はミリ秒単位である。ti は反転時間、tr はイメージング用 RF パルスの繰り返し時間、fa はフリップ角（単位は度）、td はイメージング用 RF パルスの最後から次の反転パルスまでの時間、mtx は位相エンコード方向のマトリクス数、 m は k -空間の中心を何回目の RF パルスで撮るかを示す。

図 2 に、高速スピンエコー法を用いた反転回復法シーケンスである Fluid Attenuated Inversion Recovery (FLAIR) 法における信号強度画像を示す。図 1 に示した例と同様に、組織のパラメータと撮像条件は三角形の小さなボタンをマウスで左右に動かすことにより変えることができるように

なっている。

4. 考 察

このツールでは、緩和時間などの組織構成要素の MRI 特性を与えれば、様々な撮像条件において信号強度がどうなるかを見ることが可能で、撮像条件の最適化をする際の参考になると考えられる。多くの保健医療機関では、臨床の現場でインターネットに接続するための条件は整っていると思われる、このツールは手軽に撮像条件をチェックする上で有用であろう。見た目のコントラストはウィンドウ幅とレベルで変わってしまうため実際の見え方と直接に比較することは難しいが、コントラストの変化は捉えられるので、目的とする対象のコントラストを改善するのに役立つのではないかと考える。例えば、FLAIR シーケンスを最適化する場合、脳脊髄液の信号をゼロにするような撮像条件として、TR, etl, TI などのパラメー

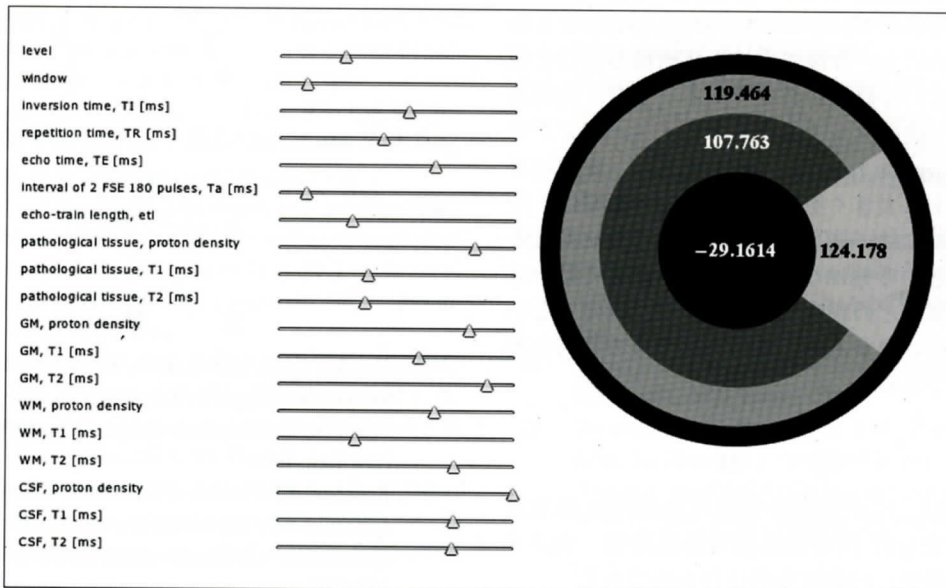


図 2. FLAIR シーケンスにおける信号強度画像

脳の軸位断模式図で、中心部が脳脊髄液 (CSF) を入れた脳室、脳室に接して白質 (WM)、その外部が灰白質 (GM)、右に楔状に病的組織、一番外側は脳脊髄液を表す。図中の数字は信号強度計算結果を示す。数字はウェブ上ではカラーで示され、組織のパラメータと撮像条件は三角形の小さなボタンをマウスで左右に動かすことにより変えられるようになっている。TI は縦緩和時間、T2 は横緩和時間を示す。撮像パラメータは、TI が反転時間、TR が繰り返し時間、TE がエコー時間、Ta は高速スピンエコー法での 180° パルスの間隔、etl は 180° パルスの数である。

タの無数の組み合わせが可能であるが、そのすべてをボランティアで撮像して評価するのは不可能である。最も望ましいコントラストが得られるまでパラメータを変化させて試行錯誤するために多大な労力を必要とし、真に最適化されたかどうかの確認も難しい。本ツールを使えば、実際に撮像することなく、目的とするコントラストとなる撮像パラメータを推定できる。従って、その推定された撮像パラメータの近傍のみの値を用いて実際に撮像し評価をすることにより、効率的に求める撮像条件を得ることができる。実際の MRI 装置では、RF パルスの不完全性や撮像スライス内の位置によるフリップ角の変化などにより、信号強度が我々の採用した理論式通りにならないので、推定されたパラメータは、そのまま使うことはできないが、ファントムやボランティアによる撮像で最適化をする際の撮像条件の目安として有用と考える。

一方、独立変数である生体組織の特性が十分には知られておらず、このツールを真に有用なものとするためにも、今後さらに生体組織の特性を明らかにしていく研究が必要である。また、高速スピンエコー法のマルチスライスのイメージングでは magnetization transfer (MT) 効果が、画像のコントラストに大きく影響する²³⁾。この影響は、今回のツールでは、適当に組織の緩和時間を変えることで対応する他はないが、MT の影響で見かけの緩和時間がどの程度変化するかは、測定しないと分からない面がある。この点は今後の改善を要する問題である。

謝 辞

本研究は、厚生労働科学研究費補助金 厚生科学基盤研究分野 医療機器開発推進研究（ナノメディシン研究）の助成を受けたものである。

Appendix

turbo-FLASH シーケンスにおいて、 m_0 を熱平衡状態の縦磁化、 T_I を反転時間、 T_1 を縦緩和時間、 TR をイメージング用 RF パルスの繰り返し時間、

$a \equiv \cos(FA)e^{-\frac{TR}{T_1}}$ とすると、 m 回目の RF パルス直前の縦磁化は次の式で与えられる⁶⁾。

$$m_0 \left(a^{m-1} \left(1 - \left(1 + \frac{m_{01}}{m_0} \right) e^{-\frac{T_I}{T_1}} \right) + \frac{(1 - a^{m-1}) \left(1 - e^{-\frac{TR}{T_1}} \right)}{1 - a} \right)$$

ここで、 m_{01} は定常状態となったときの反転パルス直前の縦磁化で、 mtx を位相エンコード方向のマトリックス数（これは単位シーケンス当たりのイメージング用の RF パルスの総数に等しい）、 TD をイメージング用 RF パルスによる信号採取が全て終了してから次の反転パルスまでの時間とすると、次の式が成り立つ。

$$m_0 \left[1 - \left(1 - a^{mtx} \left(1 - \left(1 + \frac{m_{01}}{m_0} \right) e^{-\frac{T_I}{T_1}} \right) - \frac{(1 - a^{mtx}) \left(1 - e^{-\frac{TR}{T_1}} \right)}{1 - a} \right) e^{-\frac{TD}{T_1}} \right] = m_{01}$$

これを m_{01} について解くと、次の式が得られる。

$$m_{01} = m_0 \frac{\left(e^{\frac{TD}{T_1}} - a \left(e^{\frac{TD}{T_1}} - 1 \right) - e^{-\frac{TR}{T_1}} \right) - a^{mtx} \left(a \left(1 - e^{-\frac{T_I}{T_1}} \right) + e^{-\frac{T_I}{T_1}} - e^{-\frac{TR}{T_1}} \right)}{(1 - a) \left(e^{\frac{TD}{T_1}} + a^{mtx} e^{-\frac{T_I}{T_1}} \right)}$$

文 献

- 1) Haacke, E.M., Brown, R.W., Thompson, M.R., Venkatesan, R.: Magnetic Resonance Imaging: Physical Principles and Sequence Design, 1st ed., Wiley-Liss, New York, 1999
- 2) Kneeland, J.B., Knowles, R.J., Cahill, P.T.: Multi-section multi-echo pulse magnetic resonance techniques: optimization in a clinical setting, Radiology, **155**, 159-162, 1985
- 3) McVeigh, E.R., Henkelman, R.M., Bronskill, M.J.: Optimization of survey protocols for MRI, Magn. Reson. Med., **13**, 177-191, 1990
- 4) Epstein, F.H., Mugler, 3rd, J.P., Brookeman, J.R.: Optimization of parameter values for complex pulse sequences by simulated annealing: application to 3D

- MP-RAGE imaging of the brain, *Magn. Reson. Med.*, **31**, 164-177, 1994
- 5) Mugler, 3rd, J.P., Brookeman, J.R. : Three-dimensional magnetization-prepared rapid gradient-echo imaging (3D MP RAGE), *Magn. Reson. Med.*, **15**, 152-157, 1990
- 6) Tamura, H., Yanagawa, I., Hikichi, T., Matsumoto, K., Takahashi, S., Sakamoto, K. : T1 measurements with clinical MR units, *Tohoku J. Exp. Med.*, **175**, 249-267, 1995
- 7) Meara, S.J., Barker, G.J. : Evolution of the longitudinal magnetization for pulse sequences using a fast spin-echo readout : application to fluid-attenuated inversion-recovery and double inversion-recovery sequences, *Magn. Reson. Med.*, **54**, 241-245, 2005
- 8) Scheffler, K., Lehnhardt, S. : Principles and applications of balanced SSFP techniques, *Eur. Radiol.*, **13**, 2409-2418, 2003
- 9) Haase, A. : Snapshot FLASH MRI. Applications to T1, T2, and chemical-shift imaging, *Magn. Reson. Med.*, **13**, 77-89, 1990
- 10) Whittall, K.P., MacKay, A.L., Graeb, D.A., Nugent, R.A., Li, D.K., Paty, D.W. : In vivo measurement of T2 distributions and water contents in normal human brain, *Magn. Reson. Med.*, **37**, 34-43, 1997
- 11) Wansapura, J.P., Holland, S.K., Dunn, R.S., Ball, W.S. Jr. : NMR relaxation times in the human brain at 3.0 tesla, *J. Magn. Reson. Imaging*, **9**, 531-538, 1999
- 12) Gelman, N., Ewing, J.R., Gorell, J.M., Spickler, E.M., Solomon, E.G. : Interregional variation of longitudinal relaxation rates in human brain at 3.0 T : relation to estimated iron and water contents, *Magn. Reson. Med.*, **45**, 71-79, 2001
- 13) Stanisz, G.J., Odobina, E.E., Pun, J., Escaravage, M., Graham, S.J., Bronskill, M.J., Henkelman, R.M. : T1, T2 relaxation and magnetization transfer in tissue at 3T, *Magn. Reson. Med.*, **54**, 507-512, 2005
- 14) Knight, R.A., Dereski, M.O., Helpert, J.A., Ordidge, R.J., Chopp, M. : Magnetic resonance imaging assessment of evolving focal cerebral ischemia. Comparison with histopathology in rats, *Stroke*, **25**, 1252-1261, 1994
- 15) Schwarcz, A., Ursprung, Z., Berente, Z., Bogner, P., Kotek, G., Meric, P., Gillet, B., Beloeil, J.C., Dóczy, T. : In vivo brain edema classification : New insight offered by large b-value diffusion-weighted MR imaging, *J. Magn. Reson. Imaging*, **25**, 26-31, 2007
- 16) Chabert, S., Scifo, P. : Diffusion signal in magnetic resonance imaging : origin and interpretation in neurosciences, *Biol. Res.*, **40**, 385-400, 2007
- 17) Tamura, H., Kurihara, N., Machida, Y., Nishino, A., Shimosegawa, E. : How does water diffusion in human white matter change following ischemic stroke ?, *Magn. Reson. Med. Sci.*, **8**, 121-134, 2009
- 18) Demarco, J.K., Rutt, B.K., Clarke, S.E. : Carotid plaque characterization by magnetic resonance imaging : review of the literature, *Top. Magn. Reson. Imaging*, **12**, 205-217, 2001
- 19) Morrisett, J., Vick, W., Sharma, R., Lawrie, G., Reardon, M., Ezell, E., Schwartz, J., Hunter, G., Gorenstein, D. : Discrimination of components in atherosclerotic plaques from human carotid endarterectomy specimens by magnetic resonance imaging ex vivo, *Magn. Reson. Imaging*, **21**, 465-474, 2003
- 20) Pessanha, B.S., Potter, K., Kolodgie, F.D., Farb, A., Kutys, R., Mont, E.K., Burke, A.P., O'leary, T.J., Virmani, R. : Characterization of intimal changes in coronary artery specimens with MR microscopy, *Radiology*, **241**, 107-115, 2006
- 21) Qiao, Y., Ronen, I., Viereck, J., Ruberg, F.L., Hamilton, J.A. : Identification of atherosclerotic lipid deposits by diffusion-weighted imaging, *Arterioscler. Thromb. Vasc. Biol.*, **27**, 1440-1446, 2007
- 22) Tamura, H. : http://www.nidi.med.tohoku.ac.jp/web/Mathematica/MRI_Notes/, 2010
- 23) Turner, R., Oros-Peusquens, A.M., Romanzetti, S., Zilles, K., Shah, N.J. : Optimised in vivo visualisation of cortical structures in the human brain at 3 T using IR-TSE, *Magn. Reson. Imaging*, **26**, 935-942, 2008